

針形状GMR磁気センサプローブを用いた非破壊検査

著者	山田 外史
雑誌名	非破壊検査 = Journal of the Japanese Society for Non-Destructive Inspection
巻	63
号	11
ページ	1-8
発行年	2014-01-01
URL	http://hdl.handle.net/2297/47785

キーワード 巨大磁気抵抗効果センサ, 針形状プローブ, 磁気ビーズ, 医療検査, 狭空間, 微小きす

1. はじめに

磁気センサの一つとしての巨大磁気抵抗効果素子 (Giant Magneto-Resistance: GMR) は, 大容量記憶装置 (ハードディスク) の記録読出ヘッドの素子として急速に発展し (現在ヘッド用としてはトンネル形 GMR: TMR), 記憶装置の記憶容量, 密度, 読出の高速化へ多大なる貢献をした¹⁾。

この GMR 素子を記憶装置以外での磁気センサとして応用開発が進んでいる。GMR 素子は, ホール素子, 磁気インピーダンス素子 (MI) などの小型磁気センサと比べ, 超小型 (かつ薄い), 感度, 温度特性などにおいて極めて高い優位性がある。しかし, 飽和特性, 非線形性が強い, また計測範囲が狭いなどの応用を妨げる面もあるが, 工業分野では方位・力学センサとして車載搭載用機器などへの応用開発の例がある^{1), 2)}。また医療機器における磁気センサとして, 癌治療や免疫学的検査法に用いられるミクロンサイズ以下の磁気ビーズ (マーカー) の検出等への応用研究が進んでいる³⁾。

著者は, 高感度・高分解能を目指す磁気を利用した非破壊検査での磁界検出素子として GMR センサに注目した。GMR 素子の超小型, 高感度に焦点をあて, 金属製品の微細きずの検出を目標としたマイクロ渦電流探傷技術 (μ -ECT) を検討した⁴⁾。特に, 電子工業における非破壊検査応用として, 電子製品の検査への適用について検討した。その例が製造段階でのプリント基板, すなわちベアボード (素子が接続される前の基板) の不良検査や LSI などのパッケージに用いられる BGA 技術 (Ball Grid Array) でのハンダボールの配置検査である^{5)~8)}。

これらの経緯から, さらに GMR センサの特徴を生かす構造として, GMR センサを極細のセラミック材の針先につけた針形状センサプローブを考案した。このセンサプローブを非破壊検査におけるミクロな検査対象への適用, 生体検査分野へのセンサ応用の展開を行った。すなわち, 針形状磁気センサを生体内の信号源の極近傍または測定対象の中に挿入することにより, 高感度に信号源近傍の磁界信号を検出, また微細な溝や穴の中にプローブを挿入することによりきず検査をする非破壊検査が可能である。本稿では GMR センサプローブの構成とその性能について解説し, 針形状磁気センサの応用例の概要について紹介する。

2. 針形状 GMR 磁気センサプローブ

2.1 巨大磁気抵抗効果センサ

小さな検査対象もしくは微細な欠陥の検出・検査を目的とした非破壊検査技術において, 小型プローブの検出感度なら

びに空間分解能を向上させることが必修である。磁気を用いた磁気検査, 渦電流探傷を対象とすると, 一般的には検査対象への励磁系 (トランスミッタ) と対象の情報を含む磁束・磁界を検出する検出系 (レシーバ) が必要である。励磁系は, 検査対象からの信号 (磁界) 変化を大きくできるようにその励磁系を考慮する。一方, 検出系に関しては検出系の感度, リフトオフ高さ, 空間分解能の向上を計る。検出系にコイルを用いた渦電流探傷の場合, コイルの形状をたとえば mm サイズ以下の小型化, 高感度化のためのコイル巻数の増加, リフトオフ高さを小さくすること等を同時に満足させるには一般的には困難である。

高空間分解能を可能にする小型素子であり, かつ高感度を実現するには半導体もしくはその他の磁界センサの利用が考慮される。このような磁界センサを非破壊検査の検出素子とする場合, 小型であること以外に考慮しないといけない主な点を列記すると,

- (1) 数百 kHz から数十 MHz 程度の高周波に対して動作可能であること。
- (2) プローブの磁気検出の簡単さを妨げないこと。
- (3) 大きな励磁磁界中で検査対象に由来する微細な磁界の変動信号を検出できること。
- (4) 検査対象と近接するために対象の環境に影響がされないこと。

著者は, 非破壊検査用のセンサの開発するにあたり, 検出素子として磁気抵抗素子のなかでも線形特性を持つスピンバルブ形磁気抵抗効果素子 (Spin-Valve type Giant Magneto-Resistance sensor: SV-GMR) の利用を検討した⁴⁾。このセンサの材質は, 磁性体と導体金属であり, 半導体材料ではない。SV-GMR センサは, 一連の磁気抵抗効果素子の一種であるが量子効果の一つであるスピンに基く。図 1 に示すような多層構造を持っており, その層の厚さは電子の平均自由行程 (20 ~ 40 nm) より極めて小さい。二つの磁性層 (Ferromagnetic layer: FM layer) のうち一つは磁化固定層 (Pinned magnetic layer) であり, もう一方は自由磁化層 (Free magnetic layer) であり外部磁界によって磁化方向が面内で回転する。名前の Spin-Valve (栓を回す) は, 自由磁化層の磁化回転から由来している。SV-GMR センサの動作の詳細は専門的な文献に預ける¹⁾。

SV-GMR センサを他の代表的磁気センサと比較すると表 1 となる。この表に基づき, SV-GMR センサの非破壊検査に適用する場合の主な利点を下記に列記する。

- (1) 特性は両極性 (正負の計測が可) である。
- (2) 感度は高い。

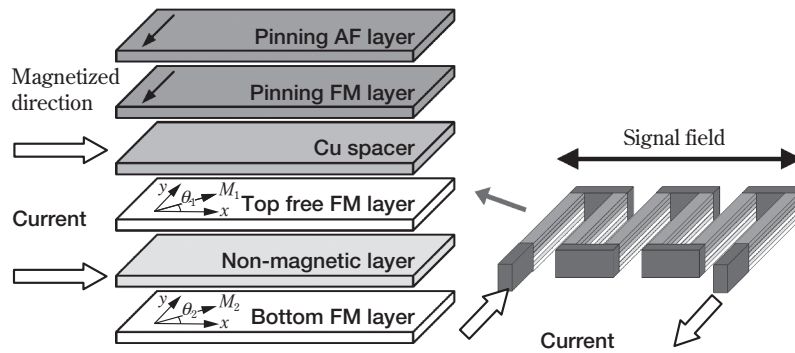


図1 スピンバルブ形磁気抵抗効果センサエレメント

表1 非破壊検査用途からの主な磁気センサの比較

センサ	センサ材料	測定レンジ (T)	感度 (%/mT)	分解能 (μT)	動作周波数 (Hz)	動作温度と変動
ホール素子	InSb, GaAs	10	—	1	10kHz	−50 to +150℃ 2%/℃
異方性磁気抵抗効果 (AMR) センサ	NiFe, FeCo	0.1	2	1	1MHz	−50 to +150℃ 0.2%/℃
巨大磁気抵抗効果 (GMR) センサ	磁性/非磁性 薄膜	1	2	1	< 100 MHz	−40 to +150℃ 0.089%/℃
スピンバルブ形 GMR	磁性/非磁性 薄膜	0.01	200	0.01	< 100 MHz	−40 to +150℃ 0.089%/℃
磁気インピーダンスセンサ (MI)	アモルファス 磁性	0.001	1000	0.001	1MHz	−40 to +125℃

- (3) 定電流駆動により端子電圧が変化し、計測が容易である。
- (4) 素子は、数μm から数十μm 平方と極めて小さい。
- (5) 周波数特性が直流から数百MHz 程度まで動作可能（形状に依存）である。
- (6) 素子は二端子であり、アレイ化に適している。
- (7) 温度変動が小さい。

非破壊検査用の SV-GMR 素子を TDK（株）の協力により数種類のセンサを製作した。図2はその一例であり、一チップにセラミック基板上に長さ180μm、幅18μm、厚さ約70nmの短冊状のエレメントが四個直列に接続された二つのセンサを含む。これは、ハーフブリッジとすることを考慮した構成である。センサのセンシング方向は素子の面内の z 方向である。ヘルムホルツコイルによる均一磁界中に SV-GMR センサを置き、センサの直流・大振幅時の磁束密度－抵抗特性の測定した結果を図3に示す。一方、図4は周波数 $f = 100\text{kHz}$ 、小振幅時の磁束密度－端子電圧の特性である。測定においては、GMR 素子に直流定電流

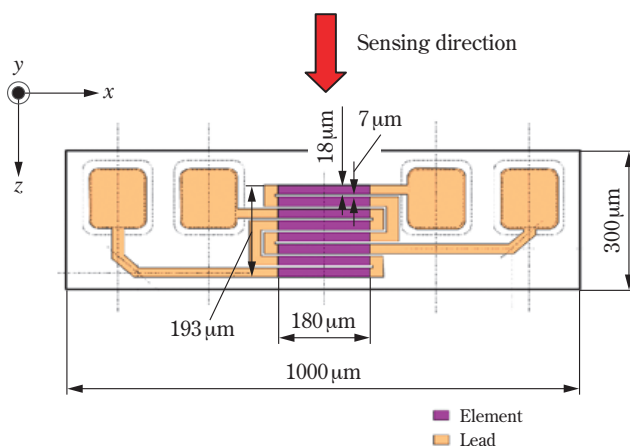


図2 センサエレメントチップ

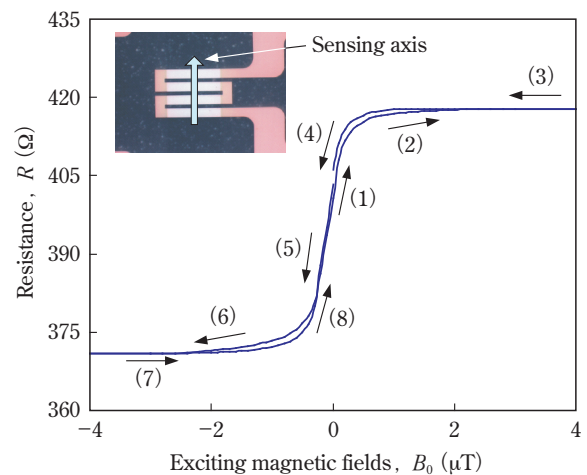


図3 直流大振幅時の磁束密度－抵抗特性

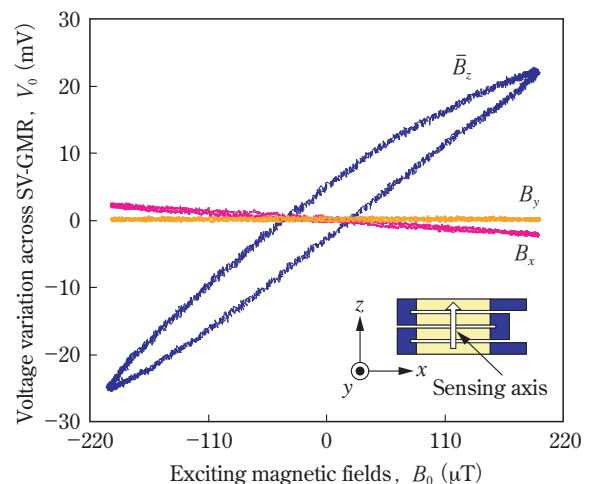
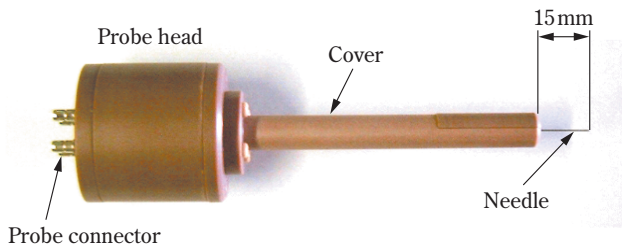


図4 交流小振幅時の磁束密度－電圧特性
(周波数 $f = 100\text{kHz}$)

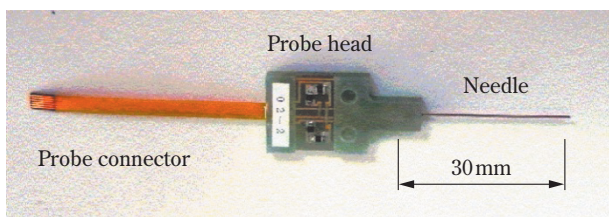
$I = 4\text{mA}$ を印加した。センサのセンシング方向は、素子エレメントの短冊の長手方向に対して直角の z 方向である。面内の x 方向ならびに垂直方向 (y 方向) には感度は極めて低い。ただし、図 4 に示す面内の磁束密度 B_x に対する特性は計測時のセンサ方向の設定誤差による影響も含んでいる。

2.2 針形状 GMR 磁気センサプローブ

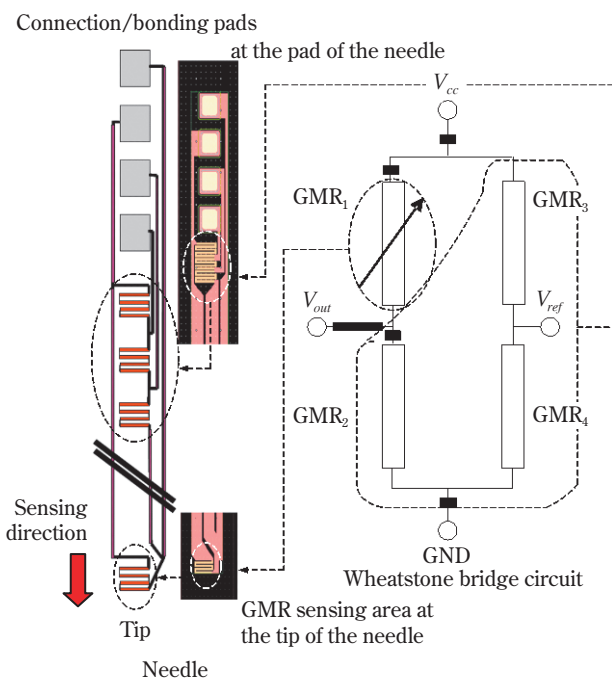
超小型の磁気センサとしての SV-GMR 素子の構造的な特長を生かし、さらに狭い空間へのセンサの挿入することや柔軟な検査試料中の磁気情報の直接の検出、例えば液体中や体内でのセンシングを可能にする構造として針形状のプローブを考案した。針形状磁気プローブは、SV-GMR 素子をセラミック (材質: AITiC) 基板に面成長させ、針形状に切り出し作製した。プローブは、図 5 に示すように針形状エレメントと増幅器等を組み込む回路基板とをボンディングにて接続した構



(a) プローブ構造 (1)



(b) プローブ構造 (2)



(c) 針形状プローブの GMR 素子の接続

図 5 針形状 SV-GMR プローブ

成である。図 5 (c) に示すように針形状センサエレメントは、検出部の針先端に一個、また針の根元近傍に三個のセンサを持つ。針形状エレメントにはプリント配線がなされており、四素子の SV-GMR によるホイーストンブリッジが構成されている。また、針のセンサとプリント配線は数 μm 厚の SiO_2 の絶縁膜が施されており、原理的にはセンサを計測表面に極近くまで接近させることができる。

四個の SV-GMR 素子間に僅かな特性の不均一性が存在するが、理想的に SV-GMR センサの特性が同一でかつ磁束密度に対する抵抗変化が線形特性と仮定し、四素子の磁束密度一抵抗特性を、

$$R_n(B) \cong R_0 + r_B B \quad (r_B B \ll R_0) \quad \dots\dots\dots (1)$$

と表す。センサ素子 GMR_{24} の磁束密度を B_0 、センサ素子 GMR_1 の磁束密度を B_1 とするホイーストンブリッジの出力 V_0 は、

$$\begin{aligned} V_0(B_1, B_0) &= V_{\text{out}} - V_{\text{ref}} \\ &= \left\{ R_2 / (R_1 + R_2) - R_4 / (R_3 + R_4) \right\} V_{\text{cc}} \\ &\cong -r_B / 2R_0 (B_1 - B_0) V_{\text{cc}} = -k_B (B_1 - B_0) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ただし、

$$k_B = (r_B / 2R_0) V_{\text{cc}} \quad \dots\dots\dots (3)$$

となり、針先と針元の磁束密度の差 ($B_1 - B_0$) に出力電圧が比例する。すなわち、このセンサ出力は磁束密度の差分 ($B_1 - B_0$) に比例する。地磁気などの均一磁界の影響は、プローブエレメント内で相殺される。

針先のセンサのみを用いることも可能であり、渦電流探傷において交流の励磁系では直流定電流 I_{cc} を印加し、SV-GMR の両端の交流信号を検出することにより、交流成分 $V_{o(\text{rms})}$ は、

$$V_{o(\text{rms})} = r_B I_{\text{cc}} B_{(\text{rms})} = k'_B B_{(\text{rms})} \quad \dots\dots\dots (4)$$

ここで、

$$k'_B = r_B I_{\text{cc}} \quad \dots\dots\dots (5)$$

となる。磁束密度の検出方向は、SV-GMR センサのエレメントの方向により設定でき、図 5 では針方向となる。

応用面からは、センサがブリッジ構成であり励磁系や地磁気の影響をキャンセルすることができるとともに、外部のノイズ源をまたは温度などの環境によるオフセットを抑制できる。また、針状構造により針先のセンサを計測部分の極近傍に設置し、高空間分解、狭空間内、かつ極近傍 (リフトオフ高さを小さく) での磁界計測ができる。形状磁気プローブの特長を生かすことで特長ある非破壊検査が可能となる。

3. 針形状センサプローブの応用

3.1 磁性微粒子の濃度計測と免疫学的検査

癌治療の一方法として疾病組織を 43°C 以上に加温し、癌細

胞にアポトーシス（細胞の自殺）を誘導させるハイパーサーミア治療がある。疾病部分のみを加温するために癌腫瘍内に磁性微粒を含む磁性流体を注入し、体外から高周波交流磁界を照射し主にヒステリシス損による発熱にて癌細胞のみを選択的に加温でき、低侵襲な治療が可能である⁹⁾。

磁性微粒の誘導発熱を利用する誘導加温システムでは、加温熱量、温度の制御のため磁性微粒を体内に注入した後の磁性微粒の濃度、また治癒後の体内に残留している磁性微粒の計測が必要である。

磁性粒子の体内での濃度を検出する方法として一様な外部磁界下の磁性粒子を含む体積内の磁界の変化を検出することで推定できる。この目的で、針形状センサプローブを磁性流体が含まれた疾病部内の磁界の検出に適用した^{10) - 12)}。

低濃度の磁性微粒が分散したバルク材料としての比透磁率 μ^* は、

$$\mu^* = 1 + 4D_v \quad \dots\dots\dots (6)$$

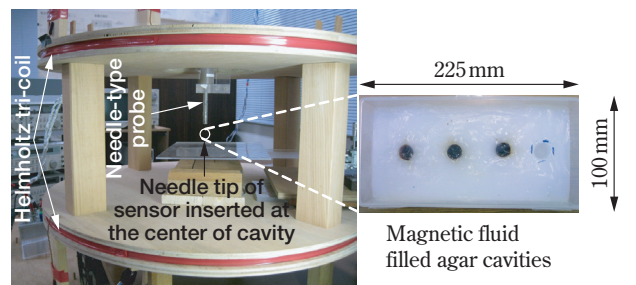
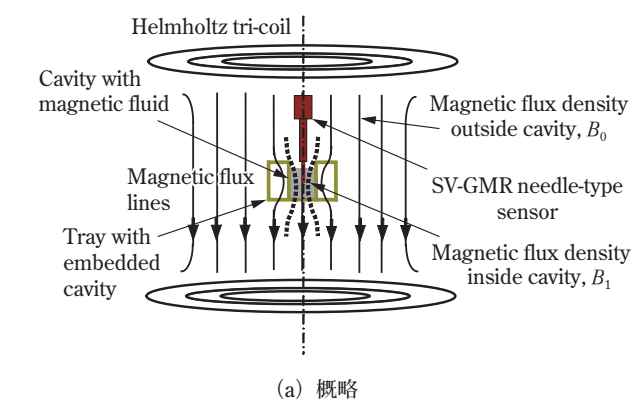
と与えられる¹⁰⁾。ここで、 D_v は磁性粒子の体積濃度であり $D_v \ll 1$ とする。すなわち、比透磁率は磁性微粒の透磁率に関係なく濃度で決定する。

図6に示すように、磁性体を注入された小さな容器に均一な磁束密度 B_0 を印加すると、その内部の磁束密度 B_1 の変化は、

$$\delta = (B_1 - B_0)/B_0 \cong 4(1 - N)D_v \quad \dots\dots\dots (7)$$

となる。ここで、係数 N は計測サンプルの形状（形状比 $m = \text{長さ}/\text{直径}$ ）から与えられる反磁界係数である。針形状磁気プローブの針先端を計測対象の中央に挿入し、針の根元部分のセンサは計測対象の外に位置する。均一磁界を印加するヘルムホルツコイルによる磁束密度 $B_0 = 100 \mu\text{T}$ 、周波数 $f = 100 \text{ Hz}$ とした。磁性粒子の重量濃度 D_w を計測し、理論値と比較した。重量濃度 D_w と式(7)の体積濃度 D_v の関係は、

$$D_v = D_w / (h_r \gamma_f) \quad \dots\dots\dots (8)$$



(b) 励磁システムと測定サンプル
図6 磁性流体の濃度検出のための計測システム

と表される。ここで、 γ_f は比重（マグネタイト： $\gamma_f = 4.58$ ）、 h_r は微粒子のクラスタ構造を考慮した占積率（ $h_r = 0.523$ ）である。試験用の磁性流体は希釈して重量濃度 $D_w = 0 - 2.5\%$ とし、直径 10mm の円筒状の試験体モデル（ $m = 1$, $N = 0.33$ ）を作成し実験に使用した。磁性流体の濃度の推定の実験結果は、図7に示す。縦軸は、式(2)の針形状プローブの出力電圧により計測した値である。この結果、医療応用の可能な磁性流体（リゾビスト[®]、重量濃度 $D_w = 5.7\%$ ）を使用する濃度以内で十分な計測が可能である。

前述したように磁気微粒子の医療応用として、免疫学的検査

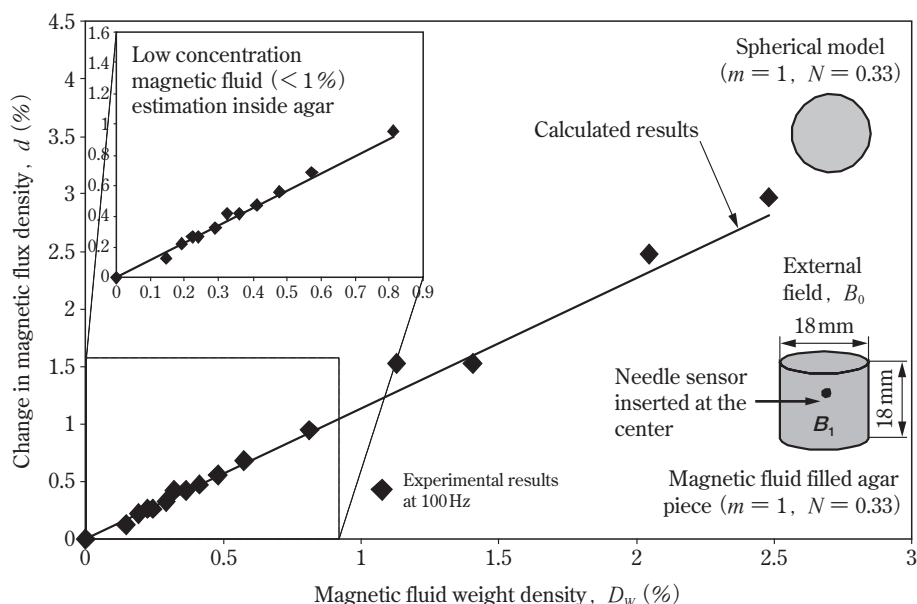


図7 磁性流体の重量濃度と磁束密度の変化比の関係

法の応用がある。磁気微粒子に特定の抗原（ウイルスや細胞）に結合する生体分子を付け、抗原抗体反応により抗体としての磁気微粒子を抗原に結合させる。この状態で交流磁界を印加することにより、ブラウン緩和ならびにネール緩和現象が生じる。これは、外部交流磁界による磁気微粒子の回転ならびに磁気モーメントの回転を意味する。この現象は磁気の位相遅れとなり、磁化率の複素数表現にて表される。デバイ理論より、磁化率 $\chi (= \chi' + j\chi'')$ は、

$$\chi'(\omega) = \chi_{\infty} + \frac{\chi_1}{1 + (\omega\tau_B)^2} \quad \dots\dots\dots (9)$$

$$\chi''(\omega) = \frac{\omega\tau_B\chi_1}{1 + (\omega\tau_B)^2} \quad \dots\dots\dots (10)$$

である。ここで、 χ_1 は定数、 χ_{∞} は周波数の無限大での値である。 τ_B は緩和時間であり、すなわち

$$\tau_B = \frac{3\eta V}{k_B T} \quad \dots\dots\dots (11)$$

で与えられる。ここで T 、 V 、 η はそれぞれ温度、粒子体積、媒質の粘性率、 k_B はボルツマン係数である^{(13), (14)}。

磁気微粒子が抗原抗体反応により形状の大きな抗原と結合することにより等価的に体積が増加する、すなわち緩和時間が大きくなり、式(10)で与えられる磁化率 χ'' の複素成分のピーク値が周波数の低い方にシフトする。すなわち、検出する抗原を含む媒質に磁気微粒子を混ぜ、分離することなしで液相のまま磁気的に検出することができる。

図8に示すように計測する液体のサンプル中に GMR_1 を含むプローブ先端を刺し、外部から交流磁界をかけて磁化率の周波数特性を計測する。式(6)、(7)から

$$\frac{B_1 - B_0}{B_0} = \frac{(\mu^* - 1)(1 - N)}{\mu^*} \approx (1 - N)\chi^* \quad \dots\dots\dots (12)$$

と与えられる。ここで、比透磁率 μ^* 、ならびに比磁化率 χ^* の関係は、

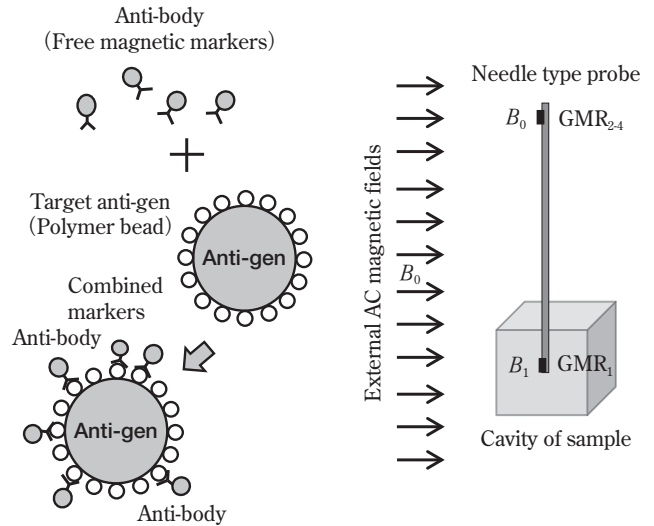
$$\mu^* = 1 + \chi^* \quad \dots\dots\dots (13)$$

であり、対象とする試料ではその値は次式である。

$$\mu^* \equiv 1 (>1), \quad \chi^* \equiv 0 (>0) \quad \dots\dots\dots (14)$$

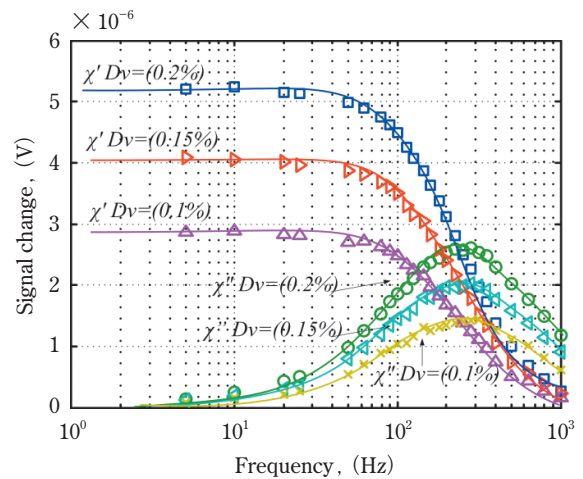
複素磁化率として表すため針形状プローブの磁気信号($B_1 - B_0$)の振幅と位相を検出し、その周波数特性を計測する。この計測では、針形状磁気プローブのセンシング方向を針と直交としたGMR素子エレメントを用いた。これは図5に示すセンサエレメントの方向を90°回転させる⁽¹⁵⁾。

実験では抗原モデルとしてポリマー粒子(Biotin®)に対し、生体分子を付けた磁性体マーカー、すなわち抗体モデル(Avidin®)を用いた⁽¹⁶⁾。ポリマー粒子の大きさは1.0～6.5mm、磁性体マーカーの大きさは120nmである。図9(a)は、磁性マーカーの体積濃度を変えた場合の複素磁化率を測定した結果であ

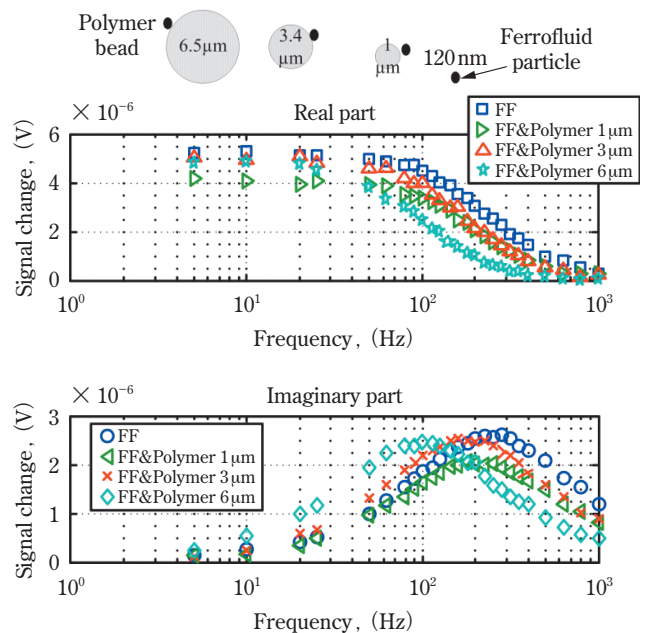


(a) 抗原抗体反応 (b) 磁化率の計測システム

図8 磁気ビーズを用いた免疫学的検査



(a) 磁性体マーカーの濃度による複素磁化率



(b) ポリマー（抗原モデル）の大きさによる磁化率特性

図9 針形状プローブによる複素磁化率の計測

る。磁化率の実部 χ' 、虚部 χ'' の大きさは共に体積密度に従い減少するが、周波数特性は同様の特性となる。一方、図9(b)は抗原モデルであるポリマー粒子の大きさを変えることにより周波数特性、特にピーク特性を持つ磁化率の虚数部 χ'' は周波数の低い方へ移動している。以上により、液相のまま周波数特性を計測することにより、抗原の有無の検出ができる。今回の実験では、磁気マーカーの数は、70 μ lの溶液に 6.5×10^7 個のマーカー（体積濃度 $D_v = 0.1\%$ ）が存在している。

3.2 狭空間内きずの渦電流探傷

非破壊検査の一方法の渦電流探傷法は、主として非磁性導体の検査対象のきず検査に用いられ、特に導電体の検査対象の表面上やパイプ内外の表面きずの探傷に有効であり、電気信号として出力され、小型装置で簡易な方法として利用されている。SV-GMR素子をレシーバとして利用する場合、上記原理について阻害する点はない。一方、空間分解能やリフトオフ高さを極めて小さくできることは渦電流探傷への利点となる^{6), 7), 17), 18)}。

ここでは、針形状センサプローブを渦電流探傷装置に適用した場合について記述する。リベット穴や加工溝などの渦電流探傷プローブを挿入することの困難な検査対象に対して、センサときず間の距離が大きくなることにより、感度ならびに空間分解能が低下し渦電流探傷法の利用が困難であった。mm以下の大きさのきずや、導体穴や溝などの狭い空間にきずが生じる検査の必要が高まる中、渦電流探傷の利点を保ち、センサ形状等を検討することにより、穴や溝内のきず探傷に対しても適用可能な方法について検討した^{19), 20)}。

針形状磁気プローブは、mmオーダの狭い空間に検出センサを挿入することができ、穴や溝の内部に対する渦電流探傷が可能となる。SV-GMRセンサを搭載した針形状プローブと励磁磁界を発生させるための励磁コイルの位置関係は図10に示すような構成になっている。励磁コイルの形状は矩形とし、コイルの中心に針形状磁気プローブを配置している。このため、励磁コイルによってセンサに印加される磁界は図10に示す z 方向が主な成分となる。センサの磁界感度方向は x 方向となっている。そのため、センサの検出方向と励磁コイルの磁界は直交する。センサはプローブの先端に取り付けられ、またセンササイズは $40 \times 40 \mu\text{m}$ と小型であるため、局所的

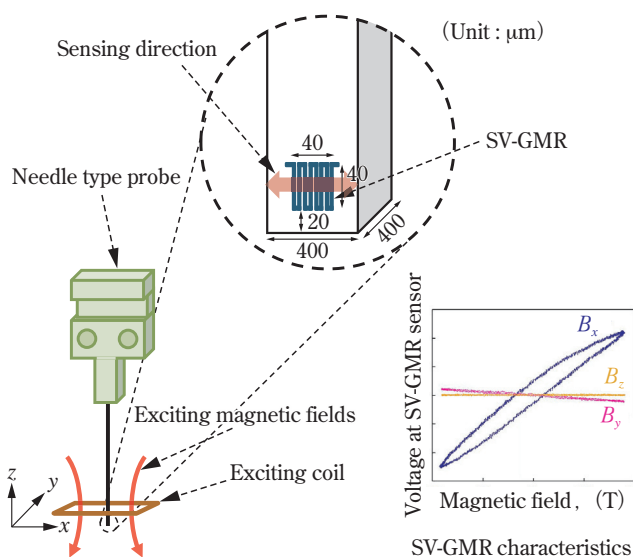


図10 針形状渦電流探傷プローブ

な磁界を捉えることが可能である。プローブの太さは $400 \times 400 \mu\text{m}$ の大きさである。このため、数mmの溝や穴に対して針形状磁気プローブを穴内部に挿入して走査ができる。ただし、励磁コイルは穴の外側に位置する。

円筒穴内部のきずの探傷の構造、原理を図11に示す。リベット穴などの円筒穴の内部にできるきずは、図11のような穴の側面に沿った z 方向が長手方向となるきずとする。プローブを円筒穴内部に挿入し、励磁コイルによって z 方向の磁界を発生させるが、コイルから離れると r 方向成分が表れる。きずがない場合には、渦電流は穴の側面に沿って θ 方向に流れる。一方、きずがある場合には、 θ 方向に流れる渦電流は、きず付近で流れる向きが変化し、きずに沿って z 方向に渦電流が流れる。このため、きず付近では θ 方向の磁界 B_θ が表れる。SV-GMRセンサは穴壁面を走査し、感度方向が θ 方向であることにより磁界 B_θ の出力電圧が得られる。したがって、プローブの感度方向を θ 方向に固定して、穴の側面に沿って走査することで、プローブがきず2を通過した時には大小の極値をもった信号がプローブから出力されと考えられる。

穴内ではプローブは、穴表面に対して一定なりフトオフ高さを保って、 θ 方向に走査する。しかしながら、狭い円筒穴内にてプローブを円状に走査した際、図12に示すように軌跡が描く円の中心が穴の中心ずれが生ずることが考えられる。穴と円状の走査の偏芯距離 d とすると、この偏芯により、リフトオフ高さが変化し、またセンサのセンシング方向が穴の中心に対する θ 方向からずれる。きずに基づく磁界信号に対して大きな励磁磁界を印加する状態では、印加磁界の r 方向の磁界 B_r が存在することにより、センサのセンシング方向に対するオフセット信号の磁界を生ずる。このような、プローブの走査によるオフセット信号 ΔV_{offset} は、

$$\begin{aligned} \Delta V_{\text{offset}} &= k B_r \sin \phi \approx k B_r \phi \\ &= k \left\{ \frac{d}{r} \sin \theta + \frac{1}{4} \left(\frac{d}{r} \right)^2 \sin 2\theta \right\} \end{aligned} \quad \dots\dots\dots (15)$$

と求まる¹⁸⁾。ここで、 k はセンサの感度を表す係数である。図12は偏芯の方向を y 軸方向としたが、 y 軸からの偏芯方向を θ_0 とすると式(5)よりセンサの出力電圧は、

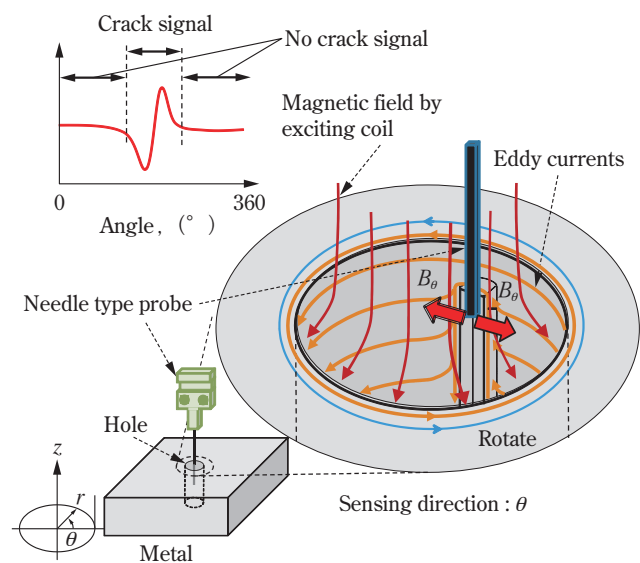


図11 ホール内の渦電流探傷の原理

$$\Delta V_{\text{offset}} = V_1 \sin(\theta + \theta_0) + V_2 \sin 2(\theta + \theta_0) \quad \dots\dots\dots (16)$$

となり、 $\sin\theta$ および $\sin 2\theta$ の成分からなる。この解析結果から、プローブを円筒穴に沿って一周走査して得られた実験結果から、フーリエ周波数展開することにより基本周波数成分 V_1 、第二高調波成分 V_2 を求め、原信号から減ずることにより、

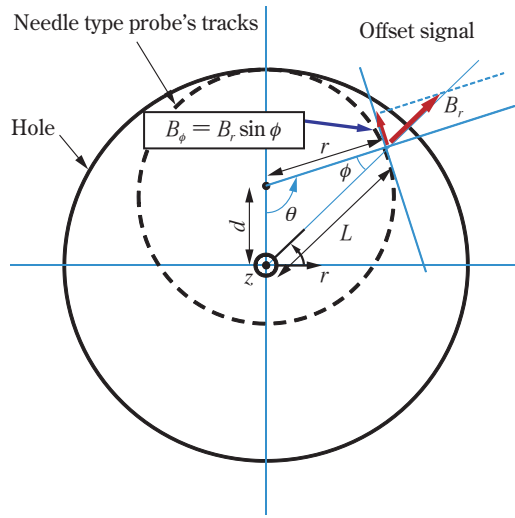


図 12 偏芯によるオフセット信号

偏芯によるオフセット信号を低減できる。一方、きず信号は、周期と異なる信号であるので除去されることはない。狭い穴での探傷にはこの信号処理は必須である。

試験試料として図 13 に示す穴に人工きずを付けたものである。材料はアルミニウム材であり非貫通穴である。きずは表面化深さの違う三種類とした。この試料に対して、針形状プローブを回転スキャンして、その後式 (16) に従い、信号処理を行い偏芯の影響を削除した。励磁周波数は 25kHz とし、データのサンプリングは回転方向 5° 、深さ方向 (z) に 0.1mm とした。図 14 (a) は二次元イメージとして、図 14 (b) はきず近傍での信号波形を示す。このように穴内にあるきずの位置、形状に関する情報を得ることができた。

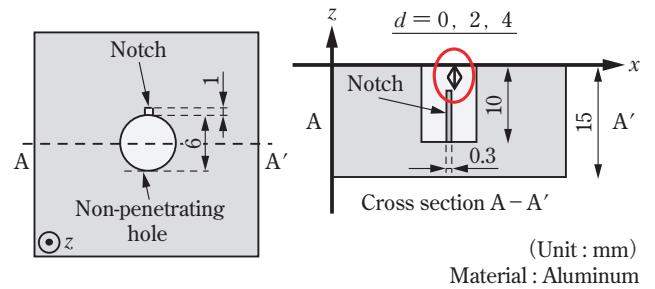
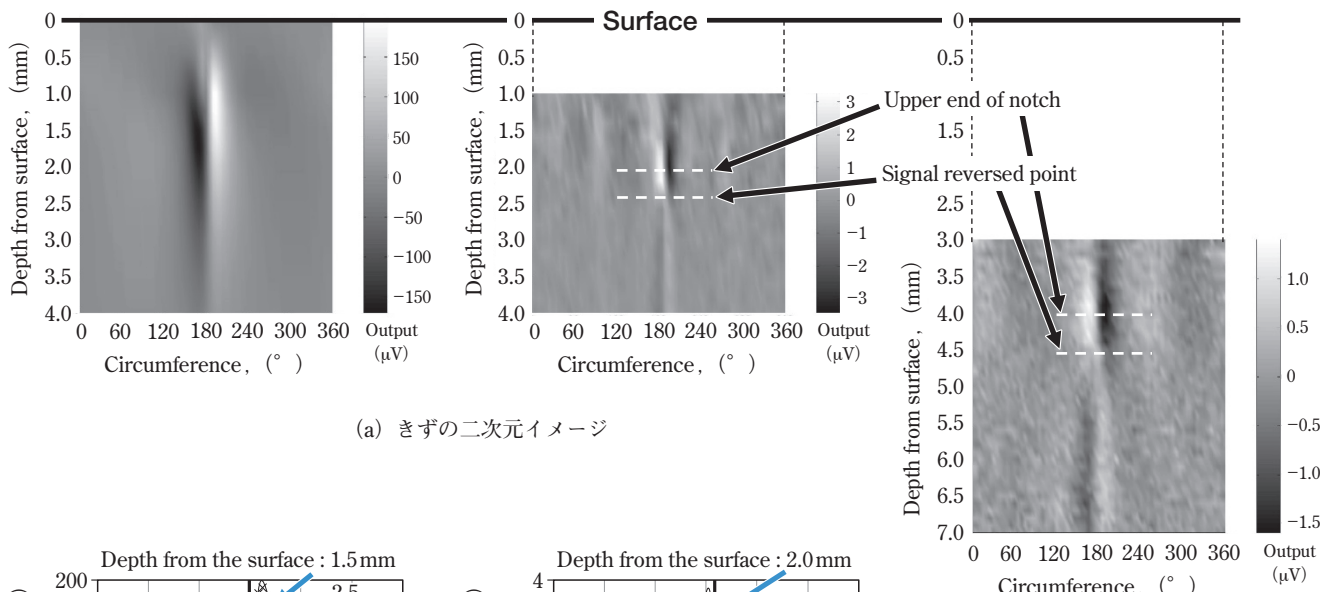
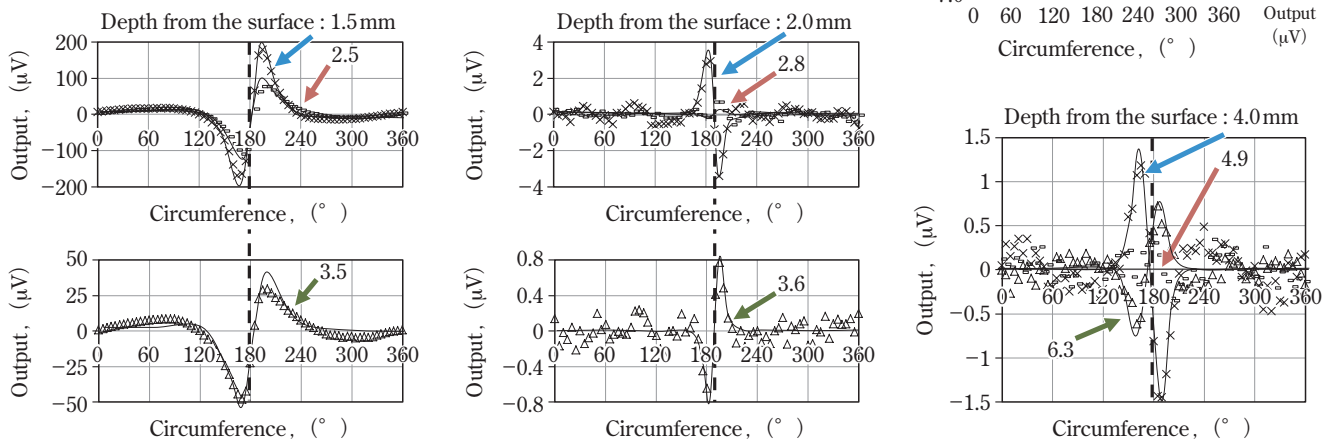


図 13 穴内にきずのある試験体



(a) きずの二次元イメージ



(b) きず近傍のストリップチャート

図 14 ホール穴内の渦電流探傷結果

4. おわりに

本稿では、巨大磁気抵抗効果センサの構造、特性に注目し非破壊検査への適用について解説した。すなわち、同センサのMHz帯までの高感度特性、さらに μm サイズのセンサの高空間分解能に注目した非破壊検査応用を述べた。またセンサをセラミック針の先端に付けた構造とすることにより、液体中や狭い空間内での高空間分解、高感度での非破壊検査が可能であることを示した。バイオ分野での非破壊検査の新しい展開として、磁性微粒子の医療応用に伴う針形状プローブによる検査例を述べたが、工業分野でも導電性微粒子・磁性微粒子を使った標識マーカの検出等の応用があり、巨大磁気抵抗効果素子の特長を生かした新しい分野への展開を期待する。

参考文献

- 1) S. Tumanski : Thin Film Magnetoresistive Sensor, Institute of Physics Publishing Ltd., (2001)
- 2) 例えば、脇若弘之 : GMR センサの特性とその応用, 日本応用磁気学会誌, 28(5), pp.825-833, (2004)
- 3) 例えば, IEEE International Magnetics Conf., Symposium of the important of GMR, pp.5.8-12, (2008)
- 4) 福田祐三, K.Chomsuwan, 山田外史, 岩原正吉, 脇若弘之, 庄司 茂 : ECT 応用を目指した SV-GMR センサの高周波数微小磁界振幅特性, 日本応用磁気学会論文誌, 28(3), pp.405-4010, (2004)
- 5) S. Yamada and S. Shoji : Eddy-Current Sensor with Planar Meander Exciting Coil and Spin-Valve Magnetoresistive Element for Nondestructive Testing, U.S. Patent US 7,098,655 B2, Aug.29, (2006)
- 6) S. Yamada, K. Chomsuwan, Y. Fukuda, M. Iwahara, H. Wakiwaka and S. Shoji : Eddy-Current Testing Probe With Spin-Valve Type GMR Sensor for Printed Circuit Board Inspection, IEEE Trans. on Magnetics, 40(4), pp.2676-2678, (2004)
- 7) S. Yamada, K. Chomsuwan, T. Hagino, H. Tian, K. Minamide and M. Iwahara : Conductive Microbead Array Detection by High-Frequency Eddy-Current Testing Technique With SV-GMR Sensor, IEEE Trans. on Magnetics, 41(10), pp.3622-3624, (2005)
- 8) H. Tian, S. Yamada, M. Iwahara and H. Watanabe : Scratch Detection by Eddy-Current Testing with a High Lift-Off Height, J. of the Magnetics Society of Japan, 30(4), pp.435-438, (2006)
- 9) 長江英夫, 山田外史, 池畑芳雄, 八木谷聡, 長野 勇 : 医用磁性流体を用いる電磁誘導形癌温熱療法の研究, 電気学会論文誌 A, 133(6), pp.366-371, (2013)
- 10) S. Yamada, K. Chomsuwan, S. C. Mukhopadhyay, M. Iwahara, M. Kakikawa and I. Nagano : Detection of Magnetic Fluid Volume Density with a GMR Sensor, J. of the Magnetics Society of Japan, 31(3), pp.44-47, (2007)
- 11) C. Gooneratne, K. Chomsuwan, A. Lekawa, M. Kakikawa, M. Iwahara and S. Yamada : Estimation of Density of Low-Concentration Magnetic Fluid by a Needle-Type GMR Sensor for Medical Applications, J. of the Magnetics Society of Japan, 32(3), pp.191-194, (2008)
- 12) C. P. Gooneratne, M. Kakikawa, T. Ueno and S. Yamada : Measurement of Minute Changes in Magnetic Flux Density by Means of a Novel GMR Needle Probe for Application in Hyperthermia Therapy, J. of the Magnetics Society of Japan, 34(2), pp.119-122, (2010)
- 13) K. Enpuku, Y. Tamai, T. Mitake, M. Matsuo, A. Tsukamoto, T. Mizoguchi and A. Kandori : A Study the Complex AC Susceptibility of Measurement of Magnetic Marker, Applied Physic Express, 2(3), p.03701, (2009)
- 14) R. Haraszczyk, M. Kakikawa, T. Ueno, S. Yamada and M. Nadi : Spectroscopic Susceptibility Measurements of Magnetic Markers by SV-GMR Needle Probe, Journal of the Magnetics Society of Japan, 35(2), pp.157-162, (2011)
- 15) R. Haraszczyk, S. Yamada, M. Kakikawa and T. Ueno : Monitoring Minute Changes of Magnetic Markers' Susceptibility by SV-GMR Needle-Type Probe, IEEE Trans. on Magnetics, 47(9), pp.2584-2597, (2011)
- 16) 例えば, アビジン・バイオシステムの原理と ABC システムの選択, http://www.funakoshi.co.jp/download/pdf/immunostaining2013_ABC.pdf.
- 17) 渡邊裕之, 山田外史, 伊藤光宏 : 磁気センサを利用した丸棒鋼用アレイ渦流探傷技術の基礎開発, 電気製鋼, 79(4), (2008)
- 18) H. Arima, S. Yamada and M. Iwahara : Measurement of Axis Eccentric of Round Rod by Multi Giant Magnetoresistance Probe, J. of the Japan Society of Applied Electromagnetics and Mechanics, 17, pp.153-156, (2009)
- 19) 金森周矢, H. Hoang, 上野敏幸, 山田外史 : 針形状磁気プローブを用いた狭空間内の微小傷に対するうず電流探傷, 日本磁気学会論文誌, 37(1), pp.8-11, (2013)
- 20) S. Kanamori, S. Yamada and T. Ueno : 2-D Image of Eddy-Current Testing and Dependence of Shape for Notch inside of Narrow Hole by Needle-Type Probe, J. of Magnetics Society of Japan, 38(2), pp.21-24, (2014)



山田 外史 金沢大学 (920-1192 石川県金沢市角間町) 環日本海域環境研究センター教授

巨大磁気抵抗効果センサの非破壊検査応用・生体内磁気信号計測, 磁気応用電力変換器, 磁気軸受の応用機器, 交流磁界の生体への影響評価, 誘導加温ハイパーサーミア等の研究に従事

<http://magcap.w3.kanazawa-u.ac.jp/>